

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-11711

(P2009-11711A)

(43) 公開日 平成21年1月22日(2009.1.22)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)F1  
A61B 8/06テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2007-179788 (P2007-179788)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年7月9日 (2007.7.9)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会
			社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	橋本 新一
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

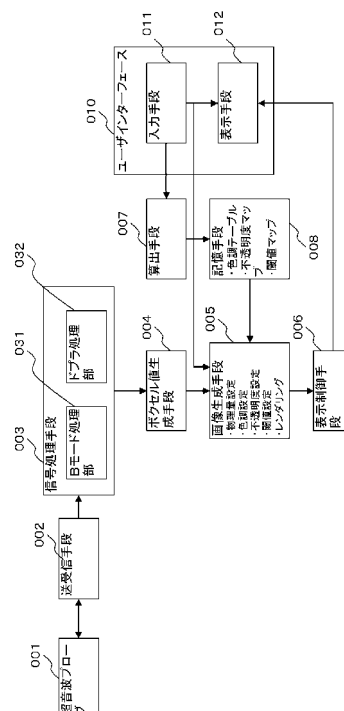
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】 1つのボクセル値に複数のパラメータの値を持たせた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ001を介して被検体の所望の領域に対して超音波の送受信を行なう送受信手段002と、被検体からの超音波エコーを受信した送受信手段002が出力する信号から複数の物理量を求める信号処理手段003と、複数の物理量が含まれるボクセル値を生成するボクセル値生成手段004と、ボクセル値に含まれる複数の物理量を使用して、ボクセル毎にレンダリング処理を順次実行することで、3次元画像を生成する画像生成手段005と、生成された3次元画像を表示手段012に表示させる表示制御手段006とを備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介して被検体の所望の領域に対して超音波の送受信を行なう送受信手段と、

前記被検体からの超音波エコーを受信した前記送受信手段が出力する信号から血流の特性を表わす複数の物理量を求める信号処理手段と、

前記複数の物理量が含まれるボクセル値を生成するボクセル値生成手段と、

前記ボクセル値に含まれる複数の物理量の一つを選択して、ボクセル毎にレンダリング処理を順次実行することで、3次元画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された3次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

超音波プローブを介して被検体の所望の領域に対して超音波の送受信を行なう送受信手段と、

前記被検体からの超音波エコーを受信した前記送受信手段が出力する信号から血流の速度、パワー値、又は分散のいずれかを含む複数の物理量を求める信号処理手段と、

前記複数の物理量が含まれるボクセル値を生成するボクセル値生成手段と、

前記ボクセル値に含まれる複数の物理量を使用して、ボクセル毎にレンダリング処理を順次実行することで、3次元画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された3次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記画像生成手段は、前記各ボクセル値に含まれる複数の物理量をそれぞれパラメータとし、前記複数のパラメータの重み付けを変更するユーザインターフェースからの入力を受けて、そのパラメータの表示における重み付けを変更し、その重み付けに基づいてレンダリング処理を行うことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記ボクセル値に含まれる複数のパラメータのいずれか 2 つのパラメータの値に対応した色調テーブルを記憶している記憶手段をさらに有し、

前記画像生成手段は、

前記色調テーブルを参照し前記各ボクセル値に含まれるパラメータの値に対応する色調を該ボクセル値として設定し、その色調に基づいて前記レンダリング処理を行う

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記記憶手段は、

予め作成された、前記色調テーブルの各色調に対応した不透明度を表わす不透明度マップを記憶しており、

前記画像生成手段は、

前記不透明度マップを参照し前記各ボクセル値に設定された色調に対応する前記不透明度を有する色調をボクセル値として設定する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 6】**

外部から入力された前記 2 つのパラメータに対応した不透明度を基に、前記不透明度マップを作成し、前記記憶手段に記憶させる不透明度マップ作成手段をさらに有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記記憶手段は、

予め作成された、前記 2 つのパラメータを表示する範囲を示す閾値を有する閾値マップを記憶しており、

前記画像生成手段は、

50

前記閾値マップを参照し前記表示する範囲に含まれる前記ボクセル値を有するボクセルに対し、そのボクセルに設定された色調に基づいて前記レンダリング処理を行う

ことを特徴とする請求項 4 乃至請求項 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

外部から入力された前記 2 つのパラメータを表示する範囲を示す閾値を基に、前記閾値マップを作成し、前記記憶手段に記憶させる閾値マップ作成手段をさらに備えることを特徴とする請求項 4 乃至請求項 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、生体に対して超音波を送受信することで医用画像データを取得し 3 次元表示する超音波診断装置に関する。さらに詳しくは、血流の情報を 3 次元のカラードブラ表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置、X 線 CT 装置、MRI 装置などの医用画像診断では、生体情報の検出機能や演算処理の高速化、高性能化に伴い、被検体からの画像データを取得するのとはほぼ同時に画像表示を行うリアルタイム表示が可能となっている。

【0003】

20

上述の画像診断装置の各々では、被検体の生体的特性を示す複数の異なる物理量が検出されて画像化される。超音波診断装置では、被検体へ向けて送信した超音波の反射波（以下、「超音波エコー」と呼ぶ。）の大きさを用いて生体内の組織構造を画像化する B モード法や、超音波ドプラ効果を用いて血流の流れや臓器の移動速度を画像化するカラードプラ法などの複数の撮影モードがある。このカラードプラ法では超音波エコーから得られる情報として、血流の速度情報（超音波プローブに対して離れていく場合と近づく場合で符号が変わる。）、速度を微分したパワー情報（パワー情報は単位時間当たりの血流量を表わす。）、速度のバラツキを指標化した分散情報などが得られる。

【0004】

30

カラードプラ法においては、血流の速度情報や分散情報を表示する速度 分散表示モードやパワー情報を表示するパワー表示モードなどの画像表示モードがある。これは、2 次元画像を生成する超音波診断装置では、血流情報をカラーマップに変換して表示することで、血流の速度情報、パワー情報、分散情報などを同時に表示することを可能としている。例えば、2 つの物理量をパラメータとし、そのパラメータそれぞれを 2 次元マップの縦軸と横軸に配置してそれぞれの値に応じたカラーマップを作成することで、医師や検査技師（以下、「操作者」と呼ぶ。）は、2 つの変化量の状態を色で識別することが可能となる。

【0005】

また、近年、超音波診断装置において 3 次元画像の高速な収集と表示が可能なシステムが急速に開発されており、3 次元画像や 3 次元画像の動画といったこれまでの視野と異なる診断画像を提供できるようになってきている。

40

【0006】

さらに、3 次元超音波診断装置では生体の組織像（すなわち、B モード法による画像）の 3 次元画像化ばかりでなく、カラードプラ法による画像（カラードプラ画像）を 3 次元画像化し組織像と組み合わせて 3 次元表示することも可能になってきている。この点、3 次元画像を生成する場合、組織像の 3 次元画像化が主でありそれ以外の物理パラメータを映像化する場合は少なかった。しかし、カラードプラ画像は体内の血流情報を映像化するため、3 次元画像として表示することで血流の 3 次元情報を表示することができ、重要な表示手段となりつつある。

【0007】

この 3 次元画像の作成にはボリュームレンダリングが用いられる。このボリュームレン

50

ダリングとは、例えば超音波診断装置により得られたスライス画像を積み重ねた後に、複数のスライス画像のそれぞれの値をボクセルという正方形の中に詰め込んだ三次元構造のボリュームモデル（ボクセル空間）を作り、このボリュームモデルに対して視線方向を決めて任意の視点からボクセル追跡（レイトレーシング）を行い、ボクセル値に応じた不透明度に基づいて透過光や反射光を求めることで明るさを求めて、この明るさに基づく画像情報を投影面のピクセルに投影して、臓器等を立体的に抽出して三次元画像を得るものである。

#### 【 0 0 0 8 】

ここで、3次元のカラー Doppler 画像を生成及び表示する超音波診断装置では、前述の血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報というパラメータを3次元的に表示することが好ましい。この点、2次元画像の場合と同様に、それぞれの3つのパラメータに対応した色を設定した3Dカラーマップを作成することは可能であるが、人間の認識能力が対応していないなどの理由により、色でパラメータの値を表示する場合2つのパラメータに対応するカラーマップを使用する必要がある。

10

#### 【 0 0 0 9 】

そして、一般的に3次元画像を表示する場合に、2次元画像の表示と最も異なることは3次元配列された値を人間が認識し易いように2次元投影面上投影して表示するため、奥行き情報を可視化しなければいけない。さらに、医療用の3次元画像の場合、表面だけではなく内部の3次元画像データも可視化する場合が多い。

20

#### 【 0 0 1 0 】

この点、組織情報を3次元画像化する場合、ボクセルデータに2Dの輝度信号にあたるデータを割当てて、この輝度に応じて閾値や透明度を設定することで輝度の一定値より低い分は表示せず、また高輝度ほど不透明に設定することで輝度の高い組織を3次元的に描出することができる。これをカラー Doppler に適用しようとした場合、例えば、速度値に応じて透明度を設定することは可能であり、速度の速い血流のみを3次元画像化することは可能となっている。しかし、2次元のカラー Doppler の場合、前述したように速度値と分散値や、速度値とパワー値などのように2つのパラメータを同時にカラー表示している場合があり、このような場合、2Dの表示イメージをそのまま3次元画像にすることは困難であった。

30

#### 【 0 0 1 1 】

そこで従来、カラー Doppler 法により被検体から得られた超音波エコーを基に3次元画像を生成する場合、不透明度の設定と色調の設定を異なるパラメータの値に基づいて行なう技術が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

#### 【 0 0 1 2 】

【特許文献1】特開2005 - 143733号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【 0 0 1 3 】

しかし、従来の超音波装置においては、1つのボクセルデータ内に1つの物理量をパラメータとして持たせそれに基づく3次元画像を生成させた上で、異なるパラメータによって生成された3次元画像を重ね合わせる作業を行うため、計算が複雑であり処理が重くなるとともに、各パラメータを効果的に使用することが困難であった。

40

#### 【 0 0 1 4 】

また、特許文献1のように不透明度の設定と色調の設定のそれぞれに1つずつの物理量をあらわすパラメータを割当てた場合、各物理量は別個に扱われるため、2次元画像で行っていた2つのパラメータを関連付けてその値を一つの色で表わすことにより操作者に容易に被検体の状態を認識させるという手段を使用できず、2つのパラメータ間の関係を反映することが困難である。また2つのパラメータの値の条件にあった部分のみを表示させることが困難なため、効果的に3次元画像の表示を行うことが困難である。

50

#### 【 0 0 1 5 】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、１つのボクセル値に複数のパラメータの値を持たせた超音波診断装置を提供することを目的としている。

【００１６】

また、この発明は、１つのボクセル内にある複数の物理量を表すパラメータのうち２つのパラメータに基づく色調の設定及び不透明度の設定を容易に行なうことができ、その表示設定に応じた３次元画像を表示する超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【００１７】

上記目的を達成するために、請求項１に記載の超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体の所望の領域に対して超音波の送受信を行なう送受信手段と、前記被検体からの超音波エコーを受信した前記送受信手段が出力する信号から複数の物理量を求める信号処理手段と、前記複数の物理量が含まれるボクセル値を生成するボクセル値生成手段と、前記ボクセル値に含まれる血流の速度を表わす複数の物理量の一つを選択して、ボクセル毎にレンダリング処理を順次実行することで、３次元画像を生成する画像生成手段と、前記生成された３次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とするものである。

【００１８】

請求項２に記載の超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体の所望の領域に対して超音波の送受信を行なう送受信手段と、前記被検体からの超音波エコーを受信した前記送受信手段が出力する信号から複数の物理量を求める信号処理手段と、前記複数の物理量が含まれるボクセル値を生成するボクセル値生成手段と、前記ボクセル値に含まれる血流の速度、パワー値、又は分散のいずれかを含む複数の物理量を使用して、ボクセル毎にレンダリング処理を順次実行することで、３次元画像を生成する画像生成手段と、前記生成された３次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１９】

請求項１に記載の超音波診断装置によると、１つのボクセル値の中に複数の物理量が含まれている。これにより、３次元画像を生成するときに、一つのボクセル値に含まれている物理量の中から自由に物理量を選択してレンダリング処理を容易に行うことができ、操作者が診断に用いる１つの物理量を使用した３次元画像を容易に生成することが可能となる。このように、本発明に係る超音波診断装置では、物理量に対応して３次元画像を柔軟に生成することができ、医師などによる効果的な診断に寄与することが可能となる。

【００２０】

請求項２に記載の超音波診断装置によると、ボクセル値に含まれる複数の物理量を用いて、１つの３次元画像を生成することができる。これにより、複数の物理量を用いた３次元画像を容易に生成することができる。また、１つの３次元画像上で操作者が診断に用いる複数の物理量を認識し易く表現することが可能となる。したがって、本発明に係る超音波診断装置によると、医師などによる効果的な診断に寄与することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

〔第１の実施形態〕

以下、この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図１は本発明に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

【００２２】

送受信手段００２は、超音波プローブ００１を介して超音波を被検体に送信する。さらに、送受信手段００２は、被検体で反射した超音波を（以下では「超音波エコー」という。）を超音波プローブ００１を介して受信し、電気信号に変換する。そして、送受信手段００２は、変換した電気信号を信号処理手段００３に出力する。本実施形態では、送受信手段００２は、Ｂモード用の走査とカラードブラ用の走査を行う場合で以下説明する。送受信手段００２は、Ｂモード用の走査とカラードブラ用の走査を一定のシーケンスで繰り返す。

返しながら B モード用の信号 ( B モード信号 ) とカラードブラ像用の信号 ( カラードブラ信号 ) を設定された 3 次元領域で収集していく。

【 0 0 2 3 】

信号処理手段 0 0 3 は、B モード処理部 0 3 1、及びドブラ処理部 0 3 2 を有している。B モード処理部 0 3 1 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード画像信号を生成する。具体的には、B モード処理部 0 3 1 は、送受信手段 0 0 2 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 2 4 】

ドブラ処理部 0 3 2 は、パルスドブラ法 ( P W ドブラ法 ) 又は連続波ドブラ法 ( C W ドブラ法 ) により血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を生成する。例えば、パルスドブラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドブラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の速度計測が可能となっている。ドブラ処理部 0 3 2 は、送受信手段 0 0 2 から送られる信号に対して、所定の大きさを有する血流観測点内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して、血流観測点内の血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を表すドブラ周波数分布を生成する。

【 0 0 2 5 】

また、連続波ドブラ法はパルスドブラ法と異なり、血流観測点で得られる主要なドブラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドブラ偏移周波数成分が重畳されるが、高速血流計測に優れている。ドブラ処理部 0 3 2 は、送受信手段 0 0 2 から送られる信号に対して、血流観測点から超音波の送受信を行うラインであるサンプルライン上における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して、サンプルライン上の血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を表すドブラ周波数成分を生成する。

【 0 0 2 6 】

信号処理手段 0 0 3 は、ボクセル値生成手段 0 0 4 に、生成した B モード画像信号、並びに、血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を入力する。

【 0 0 2 7 】

ボクセル値生成手段 0 0 4 は、信号処理手段 0 0 3 から B モード画像信号、並びに、血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を受け取る。ボクセル値生成手段 0 0 4 は、カラードブラ画像を生成するために、被検体の 3 次元領域の座標に変換するため 3 次元座標の位置に割当てられた立方体であるボクセルに対応する、3 つの物理量である速度情報、パワー情報、及び分散情報を含むカラードブラ画像用のボクセル値を、ボクセルの近傍の速度情報、パワー情報、及び分散情報に対し補間などを行なうことで求める。このボクセル値には速度情報、パワー情報、及び分散情報という 3 つの物理量をパラメータとして含み、そのパラメータの値がボクセル値になる。このボクセル値は、例えば、(  $v$ ,  $p$ ,  $T$  ) といった 3 つのパラメータを含む行列の形で表わされるものである。ここで、 $v$  は速度情報の値、 $p$  はパワー情報の値、 $T$  は分散情報の値にそれぞれ対応する。このボクセル値のデータの保持の仕方としては、例えば、ボクセル値が全部で 18 ビットのデータであった場合、それぞれのパラメータの値に対し 6 ビットを使用して保持するなどである。

【 0 0 2 8 】

また、ボクセル値生成手段 0 0 4 は、B モード画像を生成するために、信号処理手段 0 0 3 から受信したボクセルの近傍の B モード画像信号に対し補間などを行うことで各ボクセルに対応する B モード画像用のボクセル値を求める。

【 0 0 2 9 】

次に、ボクセル値生成手段 0 0 4 は、求めた各ボクセルに対応するカラードブラ画像用のボクセル値及び B モード画像用のボクセル値を画像生成手段 0 0 5 に入力する。

【 0 0 3 0 】

画像生成手段 0 0 5 は、C P U とメモリなどの記憶領域で構成されている。画像生成手

10

20

30

40

50

段 0 0 5 の記憶領域には、2 次元座標の一方の軸に血流の速度情報、パワー情報、又は分散情報という 3 つのパラメータのうちのいずれか一つを割当て、他方の軸に残りの 2 つのパラメータのうち 1 つを割当てその 2 次元座標上の各点に対応した色が設定された色調テーブルを記憶している。具体的には、分散情報は値が大きくなるにつれて緑から黄色に色の変化し、速度情報は値が大きくなるにつれて明るい赤から暗い赤に変化し、パワー情報は値が大きくなるにつれて明るい青から暗い青に変化するように各色調テーブルの色調が設定されている。例えば、速度情報及び分散情報の色調テーブルは図 2 に示すような色調テーブル 2 0 1 となる。図 2 は速度情報及び分散情報の色調テーブルの一例を表わす図である。図 2 の色調テーブル 2 0 1 は、横軸が速度情報、縦軸が分散情報を表わす色調テーブルである。ここで、説明では図 2 に記載されている色調テーブル 2 0 1 をモノクロで表わしているが、実際には図の脇に記載している色が配色されているものである。

10

#### 【 0 0 3 1 】

画像生成手段 0 0 5 は、ボクセル値生成手段 0 0 4 から B モード画像用のボクセル値を受けて、そのボクセル値を基に 3 次元レンダリング演算（本発明における「レンダリング処理」にあたる。）を行う。3 次元レンダリング演算とは元の画像データである受信したボクセル値から 3 次元画像として表示手段 0 1 2 に表示するための輝度を視点角度や光源などから算出し、色調テーブルやガンマ補正などの階調補正を行うことや、3 次元空間内での透明度から投影データとして画面にどの程度表示するかなどを計算し、表示画像データを作成する処理である。ここで B モード画像用のデータは単一のデータであるため、B モード画像用のデータの強度の分布を表わすヒストグラム上で不透明度（透明度）を設定すれば、信号強度に応じた不透明度を設定できる。B モード画像用のデータは被検体の組織の状態を表すため、B モード画像用のデータに不透明度を設定することで 3 次元的な奥行きと画面上に見せたい組織の輝度（強度）を設定することができる。

20

#### 【 0 0 3 2 】

また、画像生成手段 0 0 5 は、ボクセル値生成手段 0 0 4 からカラードブラ画像用のボクセル値を受けて、3 次元レンダリング演算を行う。以下では、操作者から速度信号と分散信号を 3 次元表示するパラメータとして設定する入力を受けた場合で説明する。ここで、操作者は図 3 に示すような不透明度及び閾値の設定画面 3 0 0 を用いて 3 次元表示するパラメータを選択できる。図 3 はユーザインターフェース 0 1 0 に含まれる不透明度及び閾値の設定を行なう設定画面の一例である。設定画面 3 0 0 はユーザインターフェース 0 1 0 の表示手段 0 1 2 に表示される画面である。ユーザインターフェース 0 1 0 は入力手段 0 1 1 及び表示手段 0 1 2 を含むものであり、操作者は表示手段 0 1 2 を参照しながら入力手段 0 1 1 を使用して入力を行うものである。そして、図 3 に示すように、設定画面 3 0 0 は、3 次元表示するパラメータを選択するためのパラメータ選択部 3 0 1、各パラメータの閾値及び不透明度を設定する速度設定部 3 0 2、分散設定部 3 0 3、及びパワー設定部 3 0 3 を有する。ここで、閾値とは各パラメータにおいて、表示する範囲を表わすものであり、その閾値以上のパラメータの値をボクセル値として有するボクセルを表示手段 0 1 2 に表示させるものである。操作者は、パラメータ選択部 3 0 1 の中から入力手段 0 1 1 を使用して 3 次元表示させるパラメータを選択する。また、パラメータの閾値及び不透明度の設定として例えば、操作者は、速度設定部 3 0 2 におけるカーソル 3 0 5 を入力手段 0 1 1 を用いて移動させる。このとき、操作者は大小の範囲に亘りカーソル 3 0 5 を移動させ、そのカーソル 3 0 5 の位置を指定する。そして、このカーソル 3 0 5 で指定された位置に対応する閾値が速度の閾値として設定される。この設定方法は、速度の不透明度、分散の閾値及び不透明度、並びにパワーの閾値及び不透明度でも同様である。

30

40

#### 【 0 0 3 3 】

操作者は設定画面 3 0 0 は画像形成手段 0 0 5 は、操作者からの入力を受けて、ボクセル値の中から速度信号と分散信号を 3 次元表示する対象として抽出する。具体的には、画像形成手段 0 0 5 は、ボクセル値生成手段 0 0 4 から入力された（ $v$  ,  $p$  ,  $T$ ）というボクセル値を（ $v$  ,  $T$ ）というボクセル値に変換する。

#### 【 0 0 3 4 】

50

さらに、画像生成手段 005 は、操作者による速度情報の値の閾値及び不透明度、並びに分散情報の値の閾値及び不透明度の入力を受けて、閾値及び不透明度のマッピングテーブルを求める。ここでマッピングテーブルとは、ボクセル値に含まれるパラメータの値の組み合わせから求められる色調に対応するそれぞれの不透明度を表すマップである。すなわち、1つの色調に対しマッピングテーブルから1つの不透明度が求められるようになっている。

#### 【0035】

ここで、不透明度のマッピングテーブルは本発明における「不透明度マップ」にあたり、閾値のマッピングテーブルは「閾値マップ」にあたる。この不透明度のマッピングテーブルと閾値のマッピングテーブルは、ある一定以上のボクセル値（本実施形態では速度及び分散）を有するボクセルに対して不透明度を設定して表示するといったテーブルのような不透明度と閾値を組み合わせた単一のマッピングテーブルとして表わすことも可能である。本実施形態では閾値及び不透明度を組み合わせた単一のマッピングテーブルを用いて閾値及び不透明度に対応するボクセルに割当てするものとする。このマッピングテーブルは図4に示すマッピングテーブル401のように表わされる。図4は閾値及び不透明度のマッピングテーブルの模式図である。図4のグラフはX軸を速度情報、Y軸を分散情報、Z軸を不透明度に採ったグラフである。さらに該テーブルとXY平面とが接する最大のX（速度）の値402及び最大のY（分散）の値403が閾値となる。言い換えれば、不透明度がマイナスの値をとるときに閾値を超えているといえる。この図4のグラフのXY座標上の色調テーブル201は図2に示す色調テーブル201と同じものである。

#### 【0036】

マッピングテーブル401の作成方法を具体的に説明する。例えば、ボクセル不透明度H、速度値v、分散値T、速度の不透明度（速度強調係数）A<sub>v</sub>、分散の不透明度（分散強調係数）A<sub>t</sub>、速度の閾値h<sub>v</sub>、分散の閾値h<sub>t</sub>、分散に対する速度の重み付け（速度強調率）を とすると、

不透明度は、（式1）で表わされる。

$$(式1) H = \frac{1}{5} \times A_v \times (V - h_v)^2 \times (1 - \frac{1}{5}) \times A_t \times (T - h_t)^2 + \frac{1}{5} \times (A_v / 5) \times (V - h_v) + (1 - \frac{1}{5}) \times (A_t / 5) \times (T - h_t)$$

そして

$$X = (v - h_v)$$

$$Y = (T - h_t)$$

とした場合、

$$X < 0 \text{ のとき } X = 0$$

$$Y < 0 \text{ のとき } Y = 0$$

とすることでマッピングテーブル401が作成される。

上述の作成方法で作成したマッピングテーブル401の例が図7、図8、図9で示すマッピングテーブルである。ここで、図7、図8、図9はそれぞれ速度及び分散の閾値と不透明度を変更したマッピングテーブルの一例の図である。そして、この色調テーブル201に対応する不透明度を表すマッピングテーブル401が本発明における「不透明度マップ」及び「閾値マップ」にあたる。図7～図9はいずれもX軸を速度に採り、Y軸を分散に採り、Z軸を不透明度に採ったグラフである。そして、不透明度は0を白とし、1を黒とした比率で表わされる値である。

#### 【0037】

図7は、表1のように各パラメータを設定した場合である。



【表 1】

$\alpha$ : 速度強調率	0.5
$A_v$ : 速度強調係数	2.4
$A_t$ : 分散強調係数	2.4
$h_v$ : 速度閾値	0.2
$h_t$ : 分散閾値	0.2

【0038】

図 8 は、表 2 のように各パラメータを設定した場合である。

10

【表 2】

$\alpha$ : 速度強調率	0.6
$A_v$ : 速度強調係数	3.5
$A_t$ : 分散強調係数	1.7
$h_v$ : 速度閾値	0.3
$h_t$ : 分散閾値	0.1

【0039】

図 9 は、表 3 のように各パラメータを設定した場合である。

20

【表 3】

$\alpha$ : 速度強調率	0.5
$A_v$ : 速度強調係数	5.8
$A_t$ : 分散強調係数	5.7
$h_v$ : 速度閾値	0
$h_t$ : 分散閾値	0

【0040】

さらに、マップテーブル 401 の他の例としては、ボクセル不透明度  $H$ 、速度値  $v$ 、分散値  $T$ 、速度の不透明度（速度強調係数） $A_v$ 、分散の不透明度（分散強調係数） $A_t$ 、速度の閾値  $h_v$ 、分散の閾値  $h_t$ 、分散に対する速度の重み付け（速度強調率）を とすると、

30

不透明度は、（式 2）で表わされる。

$$(\text{式 } 2) \quad H = \quad \times A_v \times (V - h_v)^2 + (1 - \quad) \times A_t \times (T - h_t)^2$$

そして

$$X = (v - h_v)$$

$$Y = (T - h_t)$$

とした場合、

$$X < 0 \text{ のとき } X = 0$$

$$Y < 0 \text{ のとき } Y = 0$$

40

とすることでマップテーブル 401 が作成される。

上述の作成方法で作成したマップテーブル 401 の例が図 10 及び図 11 で示すマップテーブルである。ここで、図 10 及び図 11 はそれぞれ速度及び分散の閾値と不透明度を変更したマップテーブルの一例の図である。そして、この色調テーブル 201 に対応する不透明度を表すマップテーブル 401 が本発明における「不透明度マップ」及び「閾値マップ」にあたる。図 10 及び図 11 はいずれも X 軸を速度に採り、Y 軸を分散に採り、Z 軸を不透明度に採ったグラフである。そして、不透明度は 0 を白とし、1 を黒とした比率で表わされる値である。

【0041】

50

図 10 は、表 4 のように各パラメータを設定した場合である。

【表 4】

$\alpha$ : 速度強調率	0.5
$A_v$ : 速度強調係数	1.5
$A_t$ : 分散強調係数	1.5
$h_v$ : 速度閾値	0.2
$h_t$ : 分散閾値	0.2

【0042】

図 11 は、表 5 のように各パラメータを設定した場合である。

【表 5】

$\alpha$ : 速度強調率	0.6
$A_v$ : 速度強調係数	1.9
$A_t$ : 分散強調係数	1
$h_v$ : 速度閾値	0.2
$h_t$ : 分散閾値	0.2

【0043】

このように、操作者の入力した複数のパラメータに対する閾値及び不透明度を基にその条件を満たす不透明度及び閾値のマッピングテーブルが作成されるため、容易に色調テーブルの各色調に対して所望の不透明度及び閾値のマッピングテーブルを容易に構成することが可能となる。

【0044】

次に、画像形成手段 005 は、まず、1 ボクセル内の速度情報の値を 6 b i t、分散情報の値を 6 b i t と設定し、当該ボクセルの色調は図 3 のグラフの X Y 座標に示されるような色調テーブル 201、すなわち図 2 における色調テーブル 201 と同様の色調テーブルを参照し、速度情報の値と分散情報の値の組み合わせにより所定値が割当てられる。具体的には、例えば、ボクセル値が  $(v, T) = (v_1, T_1)$  の場合、図 2 の点 202 が速度  $v_1$ 、点 203 が分散  $T_1$  を表わすとする、点 204 で表わされる色調がボクセル値  $(v_1, T_1)$  の色調として割当てられる。

【0045】

さらに、画像形成装置 005 は、不透明度及び閾値を算出するための値をボクセル値から求め、マッピングテーブル 302 を参照して割当てた色調に対応する不透明度を求める。

【0046】

具体的には、まず、画像生成手段 005 は、操作者からのユーザインターフェース 010 を使用した各パラメータの重み付けの割合の入力を受けて、ボクセル値に含まれる速度情報の値及び分散情報の値のそれぞれに不透明度及び閾値に対する重み付けを行う。この重み付けが本発明における「表示における重み付け」である。これにより、不透明度においていずれのパラメータ（物理量）を優先させるかというその比率を決定できる。以下では速度対分散の比率を 0.8 : 0.2 とした場合で説明する。ここで、操作者の重み付けの入力には、図 5 に示すような、ユーザインターフェース 010 における表示手段 012 の表示される設定画面 500 を使用する。この設定画面 500 は全体を 1 とした割合の中にカーソル 501 が配置され、そのカーソル 501 の位置に対応する左右の割合で各パラメータの重み付けの割合が決定される。図 5 は不透明度の重み付けにおける設定画面の一例を示す図である。ここで、設定画面 500 はユーザインターフェース 010 が有する表示手段 012 に表示される。図 5 は速度が 0.8、分散が 0.2 の割合で設定された場合の設定画面 501 を示している。例えば速度 0.4、分散 0.6 のボクセル値においては、速度 =  $0.4 \times 0.8 = 0.32$ 、分散 =  $0.6 \times 0.2 = 0.12$  となる。そして、

10

20

30

40

50

それぞれの結果を加算することで不透明度を算出するための値（以下ではこの値を「不透明度算出対象値」と呼ぶ。）とする。すなわち、 $(v \times 0.8, T \times 0.2) = (0.32, 0.12)$ が前述のボクセルにおける不透明度算出対象値となる。そして、この不透明度算出対象値を基に、前記マップテーブル401を参照して不透明度を決定する。具体的には、図4で示す点404が速度0.32を表わし、点405が分散0.12を表わすとする、XY平面上で一つの色調を有する点が決定するそして、その色調を有する点に対応するマップテーブル401上の点406を求める。そして、その点406のZ方向の値、すなわち点407で表わされる不透明度が不透明度算出対象値 $(0.32, 0.12)$ に割当てられる不透明度となる。ここで、本実施形態ではより操作者の要求に沿った認識し易い画像を表示するため、各パラメータに対する不透明度の重み付けを行っているが、この重み付けを行わずに不透明度を設定することも可能である。

10

#### 【0047】

画像生成手段005は、閾値以上の値を有するボクセルに対し、そのボクセルに対する色調及び不透明度を用いて、すなわち、不透明度を有する色調をボクセル値としてBモード画像の場合と同様の3次元レンダリング演算を行い、表示画像データを求める。

#### 【0048】

画像生成手段005は、3次元レンダリング演算で求めたBモード画像用の表示画像データ及びカラードブラ画像用の表示画像データを表示制御手段006に入力する。

#### 【0049】

表示制御手段006は、Bモード画像用の表示画像データ及びカラードブラ画像用の表示画像データをそれぞれ表示手段012上の2次元座標の対応する点に組み合わせて表示することで、組織像の3次元画像であるBモードの3次元画像と、血流量の3次元画像であるカラードブラの3次元画像の組み合わせた3次元画像を表示手段012に表示させる。

20

#### 【0050】

次に、図6を参照して本実施形態に係る超音波診断装置の画像生成の流れを説明する。図6は本実施形態に係る超音波診断装置の画像生成のフローチャートの図である。

#### 【0051】

ステップS001：送受信手段002は、超音波プローブ001を介して、被検体に向けて超音波の送受信を行い、受信した信号を信号処理手段003へ出力する。

30

#### 【0052】

ステップS002：信号処理手段003は、送受信手段002から入力された信号に対し信号処理を行い、Bモード画像信号及びカラードブラ画像信号を算出する。信号処理手段003は、算出したBモード画像信号及びカラードブラ画像信号をボクセル値生成手段004へ出力する。

#### 【0053】

ステップS003：ボクセル値生成手段004は、信号処理手段003から入力されたBモード画像信号を基に輝度値を値に持つBモード画像用のボクセル値を作成し、また、信号処理手段003から入力されたカラードブラ画像信号を基に、複数の物理量（血流の速度、パワー、及び分散）を含むカラードブラ画像用のボクセル値を作成する。

40

#### 【0054】

ステップS004：画像生成手段005は、操作者による入力手段011からの入力を受けて、カラードブラ画像用のボクセル値の中から使用するパラメータを選択する。ここでは、速度及び分散を選択する。

#### 【0055】

ステップS005：算出手段007は、操作者による画面300（図3参照）を有するユーザインターフェース010からの速度及び分散の閾値及び不透明度の入力を受けて、記憶手段008に記憶されている速度及び分散の組み合わせに対応する色調テーブル201の色調それぞれの不透明度を決定するための不透明度及び閾値のマップテーブル401（図4参照）を算出する。算出手段007は、算出した不透明度及び閾値のマップテーブ

50

ルを記憶手段 008 に記憶させる。

【0056】

ステップ S006：操作者は、設定画面 500（図 5 参照）を有するユーザインターフェース 010 を用いて速度及び分散の不透明度に対する重み付けを設定する。そして、画像生成手段 005 は、操作者による速度及び分散の不透明度に対する重み付けを受けて、ボクセル値生成手段 004 から入力されたボクセル値に含まれる複数のパラメータに対し不透明度に対する重み付けを行ない、不透明度算出対象値を求める。

【0057】

ステップ S007：画像生成手段 005 は、記憶手段 008 に記憶されている速度と分散の組み合わせの色調テーブル 201 を参照して、ボクセル値生成手段 004 から入力されたボクセル値に含まれる速度と分散を基に各ボクセルの色調を求める。

10

【0058】

ステップ S008：画像生成手段 005 は、不透明度及び閾値のマップテーブル 401 を参照して、求めた不透明度算出対象値を基に、ボクセル値が閾値を超える各ボクセルに対応する不透明度を決定する。

【0059】

ステップ S009：画像生成手段 005 は、B モード画像用のボクセル値を基に各ボクセルに対し 3 次元レンダリング演算を行ない、B モードの 3 次元画像データを求める。また、画像生成手段 005 は、閾値を超えるカラー画像用のボクセル値を有するボクセルの色調及び不透明度を基に各ボクセルに対し 3 次元レンダリング演算を行ない、カラードブラの 3 次元画像データを求める。さらに、画像生成手段 005 は、表示制御手段 006 へ求めた B モードの 3 次元画像データ及びカラードブラの 3 次元画像データを出力する。

20

【0060】

ステップ S010：表示制御手段 006 は、画像生成手段 005 から入力された B モードの 3 次元画像データ及びカラードブラの 3 次元画像データを組み合わせて、B モードの 3 次元画像及びカラードブラの 3 次元画像が組み合わさった 3 次元画像を表示手段 012 へ表示させる。

【0061】

（効果）

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、血流像を構成する複数の物理量をパラメータ（本実施形態では速度値と分散値）としてボクセル値に含ませることができる。これにより、複数のパラメータを 1 つの画像処理の中で同時に扱うことができ、該ボクセルの色調を各パラメータの組み合わせを有する色調テーブルにより容易に求めることができる。さらに、該ボクセルに不透明度（閾値を含む）を設定する方法として、従来の不透明度設定と閾値設定と同様のユーザインターフェースを用いることができ、加えて速度と分散間の重み付けを操作者が単純なユーザインターフェースを使用して設定することができるため、2 次元マップ上の全てのカラードブラに対する 3 次元表示の設定値を容易に割当てることが可能となる。

30

【0062】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、2 つのカラードブラ用のボクセル値に例えば速度と分散という 2 つのパラメータを含ませることができる。これにより、たとえば、心臓内の血流の逆流などを観察する場合、分散成分を可視化することで逆流による流れの乱れを容易に可視化することができ、操作者はその 3 次元的な範囲を容易に把握することができる。さらに、操作者はその範囲の血流の速度値を使用して逆流量を定量化を行うことが可能となる。

40

【0063】

また、本実施形態ではボクセル値生成手段から 3 つの物理量を含むボクセル値を受けて、そのうち 2 つの物理量をパラメータとして使用する超音波診断装置で説明を行ったが、これは、ボクセル値生成手段から受けたボクセル値に含まれる物理量のうち 1 つのみを使用して 3 次元画像の表示を行うことも可能である。この場合、色調の設定及び不透明度の

50

設定、並びにそれらを使用した 3 次元画像の生成は従来と同様の動作で行うことが可能である。

#### 【 0 0 6 4 】

##### 〔 第 2 の実施形態 〕

本実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、予め各色調テーブルに対応する閾値及び不透明度を示す固定のルックアップテーブルを記憶手段 0 0 8 に記憶させておく構成である。以下では、記憶手段 0 0 8 に予め記憶されているルックアップテーブル及びそれを使用した 3 次元レンダリング演算を行うための値となるボクセル値の算出について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置の構成も第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様に図 1 のブロック図で表わされる。

10

#### 【 0 0 6 5 】

記憶手段 0 0 8 には、予め各色調テーブル、すなわち、速度と分散の色調テーブル、分散とパワーの色調テーブル、速度とパワーの色調テーブルなどのそれぞれに対応する色調と不透明度との対応が記載されているルックアップテーブルが記憶されている。このルックアップテーブルは本発明における「不透明度マップ」及び「閾値マップ」にあたる。

#### 【 0 0 6 6 】

ここで、第 1 の実施形態と同様に 1 ボクセル内の速度情報の値を 6 b i t、分散情報の値を 6 b i t と設定した場合、色調の組み合わせは  $64 \times 64 = 4096$  通りの色調がある。全ての色調に対応した不透明度を設定するためにはこの 4096 通りの色調と不透明度を有するルックアップテーブルが必要であるが、それほど細かい透明度の変化をつけなくても 3 次元画像に表現されている各パラメータの状態は大まかに把握することができるため、いくつかの色調をひとまとめにして対応する不透明度を設定することも可能である。また、全ての色調に対する不透明度の対応を設定することは非常に煩雑である。そこで、本実施形態では閾値と不透明度の設定は 64 階調の段階に対して設定する。この不透明度及び閾値の階調は他の階調を用いることも可能である。

20

#### 【 0 0 6 7 】

画像生成手段 0 0 5 は、ボクセル値生成手段 0 0 4 からの入力を受けて、まず記憶手段 0 0 8 に記憶されている色調テーブル 2 0 1 を参照して、各ボクセルの色調を決定する。

#### 【 0 0 6 8 】

次に、画像形成手段 0 0 5 は、操作者によりユーザインターフェース 0 1 0 から入力された不透明度に対する各パラメータの重み付けを用いて、各ボクセルに対する不透明度算出対象値を求める。

30

#### 【 0 0 6 9 】

画像形成手段 0 0 5 は、求めた不透明度算出対象値を前述の 64 階調で表わされた不透明度のルックアップテーブルに当てはまるように丸めを行い、その対応に基づいて各ボクセルの不透明度を決定する。

#### 【 0 0 7 0 】

このようにして、本実施形態における超音波診断装置では 3 次元レンダリング演算を行うためのボクセル値である色調と不透明度が求められる。

#### 【 0 0 7 1 】

以上のように、本実施形態における超音波診断装置では予め記憶させられた色調と不透明度との対応を表わすルックアップテーブルを用いて各ボクセルの不透明度を求めることができる。これにより、操作者が都度各パラメータ（物理量）に対する閾値及び不透明度を設定しなくても、2 つのパラメータを表わす 3 次元画像を生成することが可能となる。また、常に同じ不透明度及び閾値で表わされるため、診断を効率的に行うことが可能となる。さらに、各パラメータに対する閾値及び不透明度からマップテーブルを算出する必要がなくなるため、超音波診断装置の画像処理の負荷を低減することが可能となる。

40

#### 【 0 0 7 2 】

##### 〔 第 3 の実施形態 〕

本実施形態に係る超音波診断装置は、ボクセル値の中に含まれるパラメータのうち 2 つ

50

を、それぞれ別個に色調の決定と不透明度の設定に使用するものである。本実施形態に係る超音波診断装置の構成も図１のブロック図で示されるものと同様である。

#### 【００７３】

本実施形態に係る超音波診断装置では、送受信手段００２による被検体への超音波の送受信からボクセル値生成手段００４によるボクセル値の生成までは第１の実施形態の動作と同様である。そこで、以下、ボクセル値が生成された以降の説明を行う。また、以下の説明では、操作者により色調決定用のパラメータとして速度を、不透明度決定用のパラメータとして分散が設定されている場合で説明する。

#### 【００７４】

画像生成手段００５は、ボクセル値生成手段００４からボクセル値（ $v$ ， $p$ ， $T$ ）を受け取る。次に、画像生成手段００５は、ボクセル値に含まれる速度を色調決定用のパラメータとして速度 $v$ を、不透明度決定用のパラメータとして分散 $T$ を抽出する。

10

#### 【００７５】

画像生成手段００５は、予め記憶している速度の変化に対応する色調テーブルを参照して、各ボクセルに対する色を決定する。

#### 【００７６】

さらに、画像生成手段００５は、操作者からの分散に対する不透明度の入力を受けて、その不透明度を利用して各ボクセルの不透明度を決定する。

#### 【００７７】

さらに、画像生成手段００５は、求めた各ボクセルの色調及び不透明度を基に３次元レンダリング演算を行ない３次元画像データを生成する。

20

#### 【００７８】

表示制御手段００６は、画像生成手段００５から受信した３次元画像データを基に表示手段０１２に３次元画像を表示させる。

#### 【００７９】

以上のように、本実施例にかかる超音波診断装置では、各パラメータを個別に扱うことで処理を高速化できる。また、ボクセル値に複数の物理量を有していることから、パラメータとする物理量の選択を容易に行うことができ、操作者が求める３次元画像を容易に表示することが可能となる。

#### 【図面の簡単な説明】

30

#### 【００８０】

【図１】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図２】色調テーブルの一例を表す図

【図３】不透明度及び閾値を設定する設定画面の一例を表す図

【図４】マップテーブルの模式図

【図５】不透明度の重み付けの設定を行なう設定画面の一例を表す図

【図６】第１の実施形態に係る超音波診断装置における３次元画像の表示のフローチャートの図

【図７】（式１）を用いて生成されるマップテーブルの一例の図

【図８】（式１）を用いて生成されるマップテーブルの一例の図

40

【図９】（式１）を用いて生成されるマップテーブルの一例の図

【図１０】（式２）を用いて生成されるマップテーブルの一例の図

【図１１】（式２）を用いて生成されるマップテーブルの一例の図

#### 【符号の説明】

#### 【００８１】

００１ 超音波プローブ

００２ 送受信手段

００３ 信号処理手段

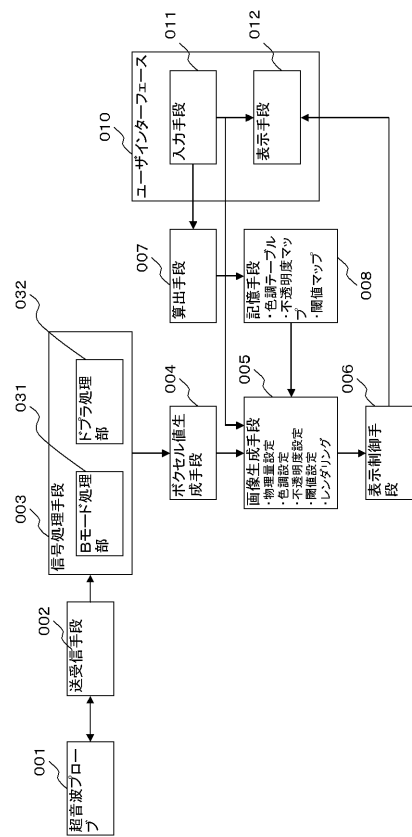
００４ ボクセル値生成手段

００５ 画像生成手段

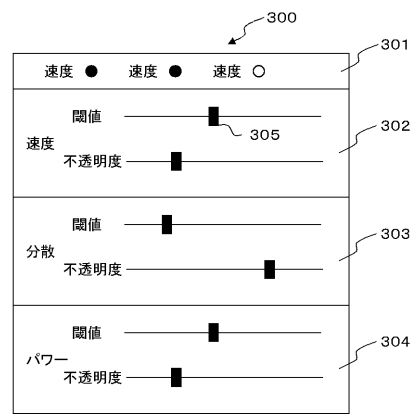
50

- 0 0 6 表示制御手段
- 0 0 7 算出手段
- 0 0 8 記憶手段
- 0 1 0 ユーザーインターフェース
- 0 1 1 入力手段
- 0 1 2 表示手段
- 0 3 1 Bモード処理部
- 0 3 2 ドブラ処理部

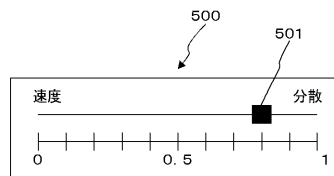
【 図 1 】



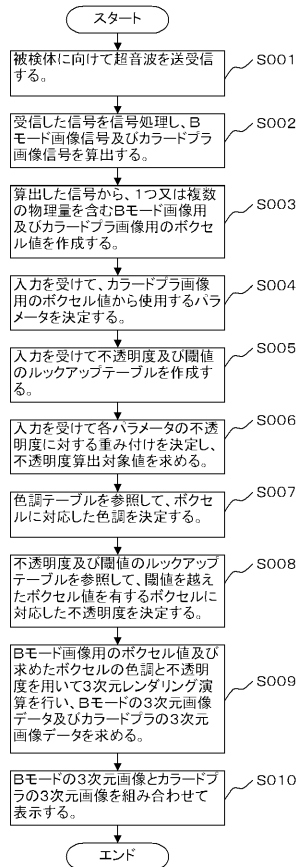
【 図 3 】



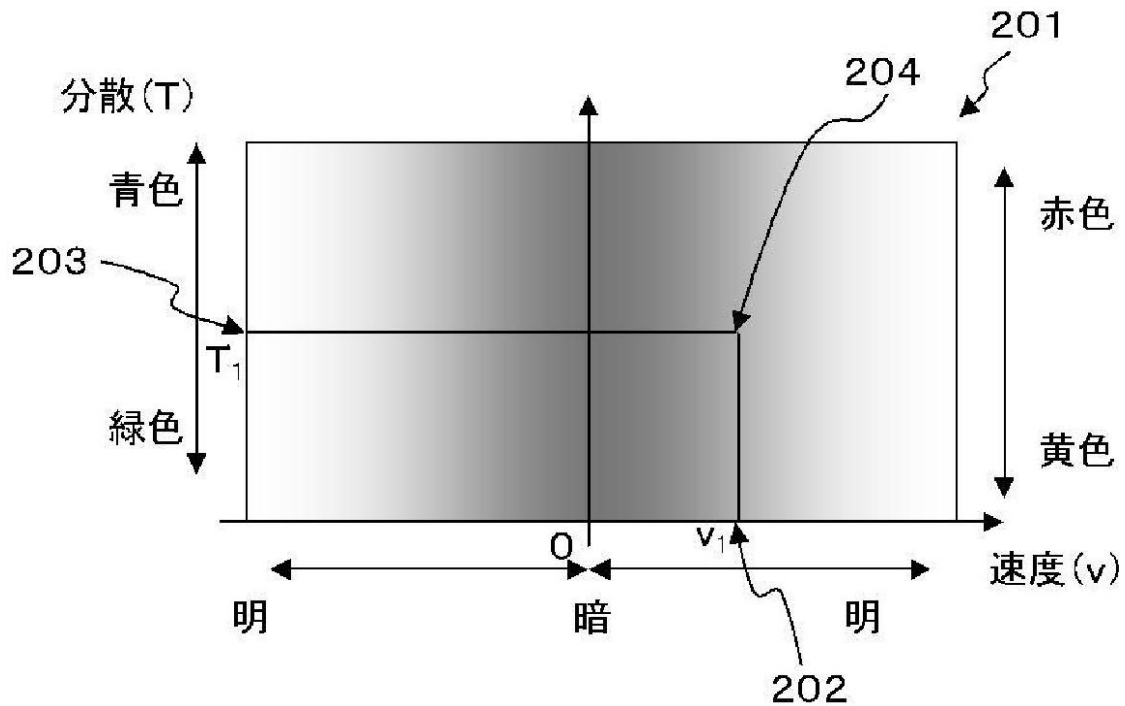
【 図 5 】



【図 6】

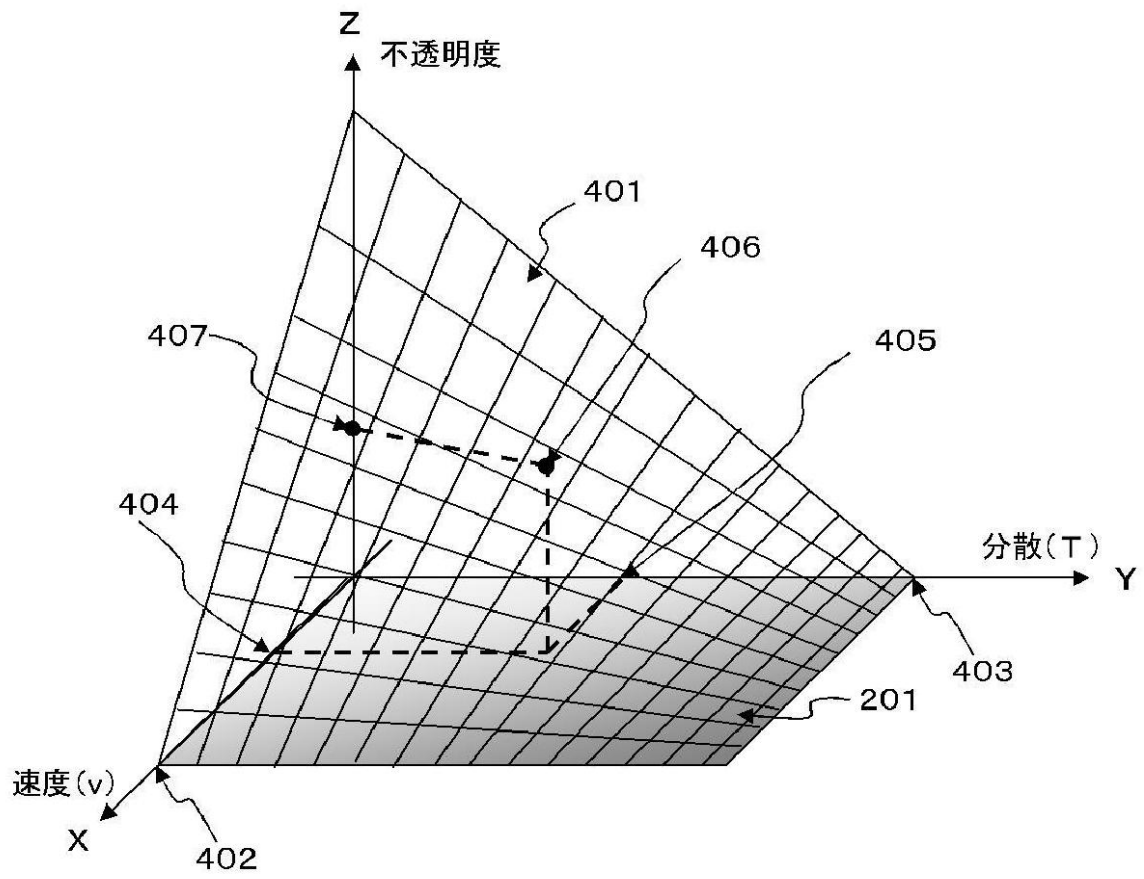


【図 2】

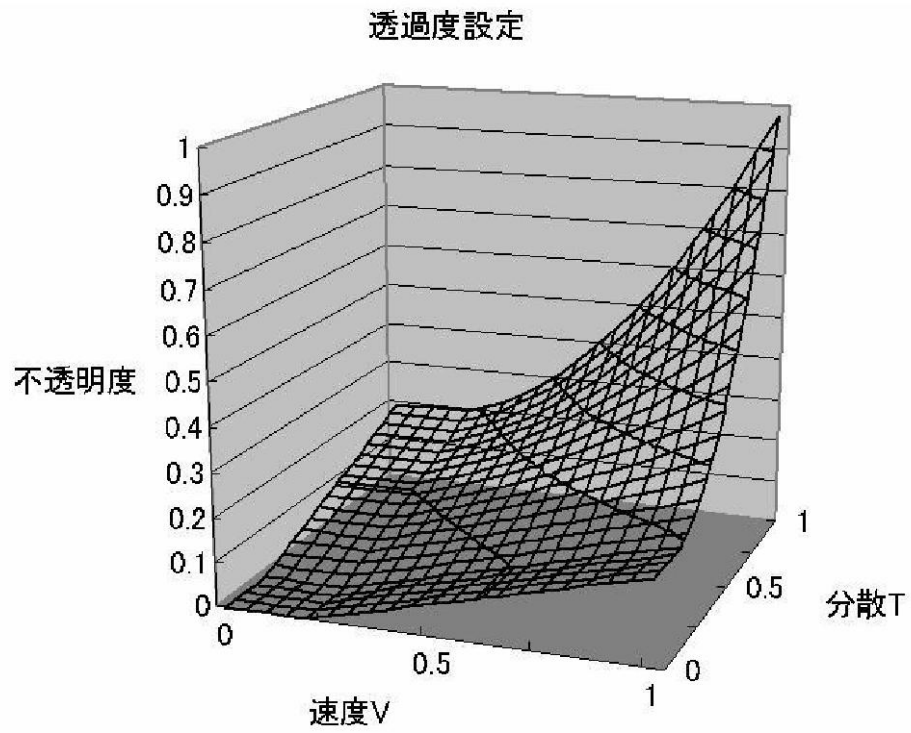




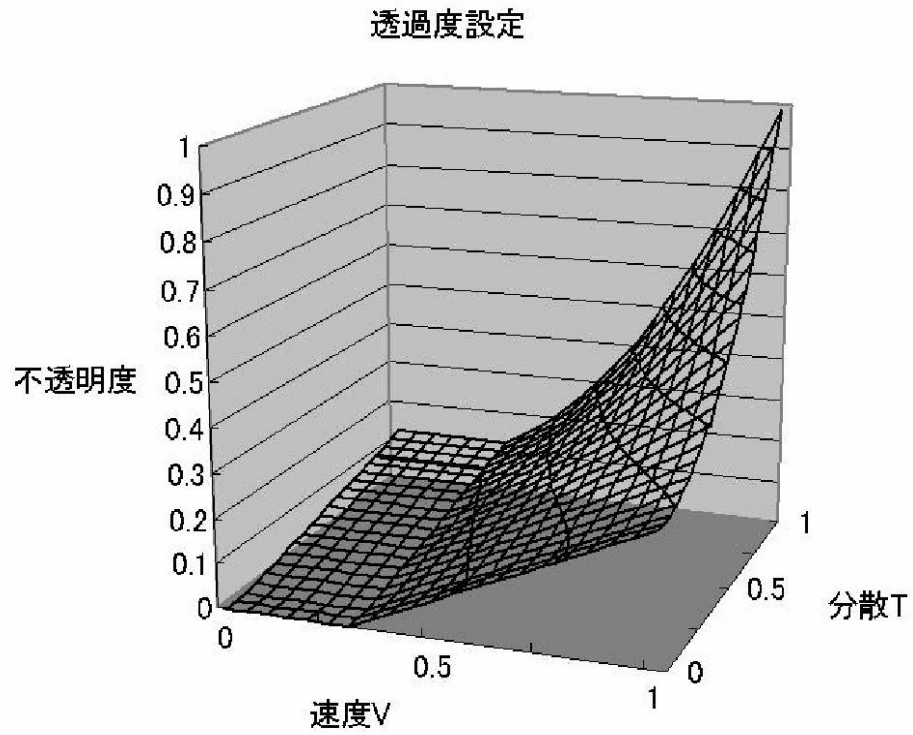
【 図 4 】



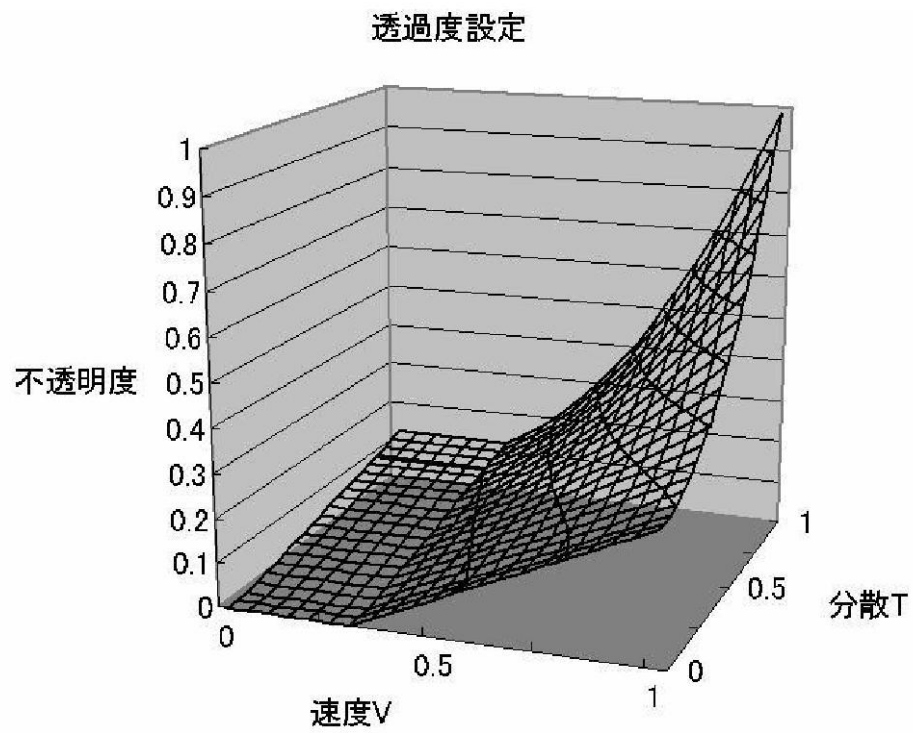
【 図 7 】



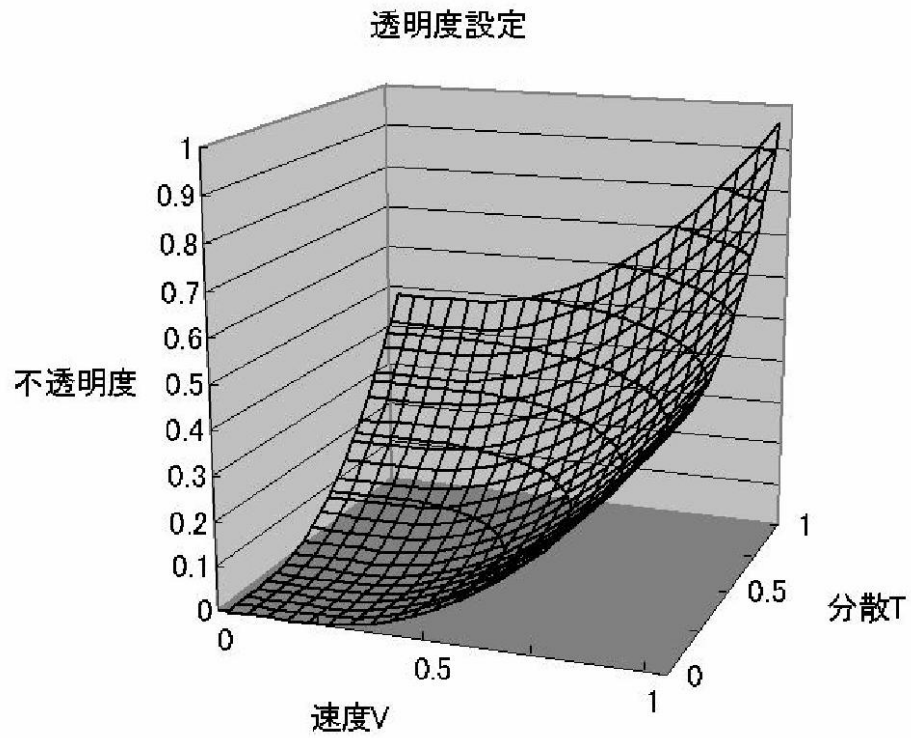
【 図 8 】



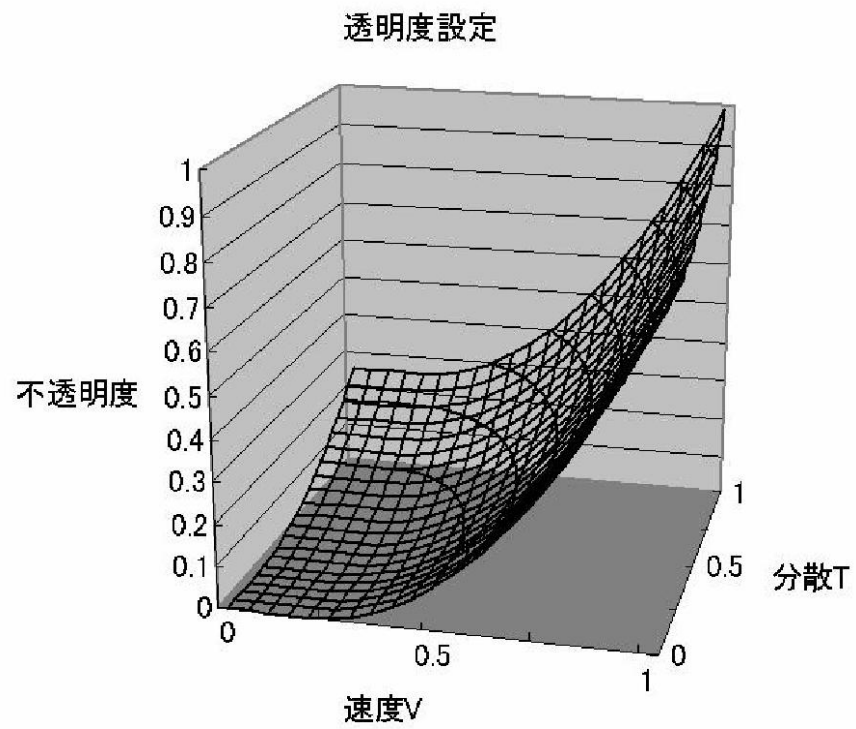
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(72)発明者 久我 衣津紀

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE02 DE03 DE04 JB23 JB49 JC11 JC29 KK02  
KK22

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009011711A</a>	公开(公告)日	2009-01-22
申请号	JP2007179788	申请日	2007-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	橋本新一 久我衣津紀 志岐栄一		
发明人	橋本 新一 久我 衣津紀 志岐 栄一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/461 A61B8/466 G06T15/08 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/JB23 4C601/JB49 4C601/JC11 4C601/JC29 4C601/KK02 4C601/KK22		
其他公开文献	JP2009011711A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供具有来自一个体素的两个或更多个参数值的超声诊断设备。解决方案：超声诊断装置包括：收发装置002，用于通过超声波探头001对被检体的期望区域进行超声波的发送和接收；信号处理装置003，用于根据从收发输出的信号计算两个以上的物理量。装置002接收来自对象的超声回波，体素值准备装置004形成包含两个或更多物理量的体素值，图像准备装置005，以便通过对每个体素逐个执行渲染处理来形成三维图像使用体素值中包含的两个或更多个物理量，以及显示控制装置006，以在显示装置012上显示所形成的三维图像。

